

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-128242

(43)Date of publication of application : 18.05.1999

(51)Int.Cl.

A61B 17/39

A61B 17/34

(21)Application number : 10-196477

(71)Applicant : ETHICON ENDO SURGERY INC

(22)Date of filing : 29.06.1998

(72)Inventor : LONG GARY L
FREEMAN LYNETTA J
KNODEL BRYAN D

(30)Priority

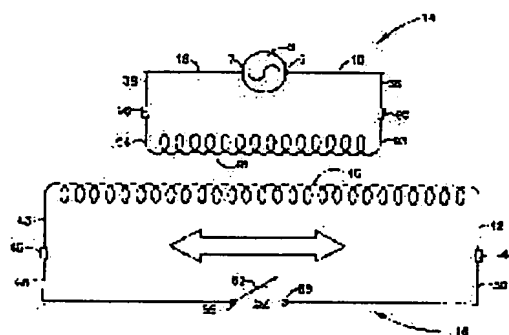
Priority number : 97 885517 Priority date : 30.06.1997 Priority country : US

(54) INDUCTIVE COUPLING TYPE CORDLESS ELECTRIC SURGICAL INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To make energy for electric surgical operation be efficiently received from a specific trocar or a trocar adapter, by composing an electric surgical instrument by an inductor placed in a long tube and electrically connected with an end effector.

SOLUTION: Energy for electric surgery supplied from a trocar 11 for inductive coupling type electric surgery through an electric cord 18 is supplied to an inductive coupling type electric surgery instrument 16 through inductor leads 33, 34 from conductors 36, 38 by electromagnetic inductive coupling between an inductor coil 91 and an instrument inductor coil 46. That is, energy supplied to the inductive coupling type electric surgery instrument 16 can be supplied to an end effector 57 through a circuit formed by an instrument tip end part inductor lead 43, instrument tip end part connector 45, conductor 48, pole assembly 52, cartridge channel 88, sealing tube 50, sealing tube connector 44, and an instrument base end part inductor lead 42.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 06.06.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-128242

(43) 公開日 平成11年(1999) 5月18日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
A 6 1 B 17/39	3 2 0	A 6 1 B 17/39
17/34		17/34

審査請求 未請求 請求項の数6 F D (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平10-196477

(22) 出願日 平成10年(1998) 6月29日

(31) 優先権主張番号 8 8 5 5 1 7

(32) 優先日 1997年 6月30日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 595057890

エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド

Ethicon Endo-Surgery, Inc.

アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545

(72) 発明者 ギャリー・エル・ロング

アメリカ合衆国、45227 オハイオ州、シンシナティ、リンデン・プレイス 1

(74) 代理人 弁理士 田澤 博昭 (外 1 名)

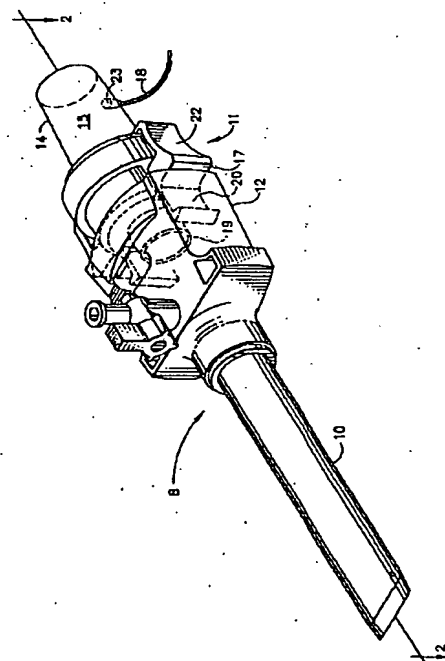
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 誘導結合型電気式外科手術用器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 特定の電気外科手術用トロカールから効率よく電気手術用エネルギーを受け取るように構成された誘導結合型コードレス電気外科手術用器具を提供する。

【解決手段】 本電気手術用器具は、ハンドルと、細長いチューブ 10 と電気手術用エンドエフェクタを備え、ハンドルはトリガのようなアクチュエータを備え、細長いチューブを貫通してエンドエフェクタに作用的に接続している。細長いチューブは、ハンドルアクチュエータが移動するとエンドエフェクタを閉じるようになっている。封止チューブはハンドルアクチュエータをエンドエフェクタに接続する機構を備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

- a) ハンドルと；
- b) 前記ハンドルに作用的に接続するエンドエフェクタと；
- c) 前記エンドエフェクタを前記ハンドルに接続する細長いチューブと；
- d) 前記細長いチューブの中に配置され、前記エンドエフェクタに電気的に接続するインダクタとから成る電気外科手術用器具。

【請求項 2】 誘導型電気外科手術用アダプタにおいて、

- a) ハンドルと；
- b) 前記ハンドルに作用的に接続し、少なくとも第 1 の電極を有するエンドエフェクタと；
- c) 前記エンドエフェクタを前記ハンドルに接続する細長いチューブと；
- d) 前記細長いチューブの中に配置され、前記第 1 の電極に導体を介して電気的に接続するインダクタとから成る内視鏡用電気外科手術用器具。

【請求項 3】

- a) アクチュエータを有するハンドルと；
- b) 第 1 および第 2 の電極を備え、第 1 の把持部材と第 2 の把持部材を有するエンドエフェクタと；
- c) 内面と外面を有し、前記エンドエフェクタを前記ハンドルに接続し、かつ、前記エンドエフェクタを前記アクチュエータに作用的に接続する機構を備えている細長く導電性のチューブと；
- d) 前記細長く導電性のチューブの中で前記機構の周りに配置され、当該チューブの中心軸に沿って延在するインダクタコイルと；
- e) 前記インダクタコイルの第 1 および第 2 の端部に電気的に接続する第 1 および第 2 の導体とから成り；
- f) 前記第 1 の導体が前記細長く導電性のチューブに電気的に接続し、当該チューブが前記第 1 の電極に電気的に接続しており；
- g) 前記第 2 の導体が前記第 2 の電極に接続している電気外科手術用器具。

【請求項 4】 誘導型電気外科手術用器具において、

- a) 前記誘導型外科手術用器具を保持するためのハンドル手段と；
- b) 前記ハンドル手段に作用的に接続して組織を治療するためのエンドエフェクタ手段と；
- c) 前記エンドエフェクタ手段を前記ハンドル手段に接続するための細長いチューブ手段と；
- d) 前記エンドエフェクタ手段に電気的に接続して、前記細長いチューブ手段と前記誘導型外科手術用器具との間に電気を誘導的に連結する誘導結合手段とから成る誘導型電気外科手術用器具。

【請求項 5】 内視鏡用誘導型電気外科手術用器具にお

いて、

- a) 前記内視鏡用誘導型外科手術用器具を保持するためのハンドル手段と；
- b) 前記ハンドル手段に作用的に接続し、かつ、接触する組織に電気的エネルギーを伝達するための少なくとも第 1 の電極を有する組織を治療するためのエンドエフェクタ手段と；
- c) 前記エンドエフェクタ手段を前記ハンドル手段に接続するための細長いチューブ手段と；
- d) 前記細長いチューブ手段の中に配置されて、前記第 1 の電極に電気エネルギーを連結する誘導結合手段と；
- e) 前記誘導結合手段から前記第 1 の電極に電気を伝達するための導体手段とから成る内視鏡用電気外科手術用器具。

【請求項 6】 電気外科手術用器具において、

- a) 前記電気外科手術用器具を保持するためのハンドル手段と；
- b) 第 1 と第 2 の電極を有して組織を操作処理するためのエンドエフェクタ手段と；
- c) 前記ハンドル手段に取り付けられて前記エンドエフェクタ手段を開閉するアクチュエータ手段と；
- d) 前記エンドエフェクタ手段を前記アクチュエータ手段に作用的に接続するための機構を備えて、前記ハンドル手段を前記エンドエフェクタ手段に作用的に接続するための細長く導電性のチューブ手段とから成る電気外科手術用器具。

【関連特許】本出願は以下の同時係属米国特許出願に関連する。

1 9 9 7 年 5 月 1 4 日出願の米国特許出願番号 0 8 / 8 5 6 , 5 3 4 [整理番号 END - 3 8 0]

1 9 9 7 年 6 月 1 8 日出願の米国特許出願番号 0 - / - - , - - - [整理番号 END - 4 3 2]

1 9 9 7 年 6 月 1 8 日出願の米国特許出願番号 0 - / - - , - - - [整理番号 END - 4 4 0]

1 9 9 7 年 6 月 3 0 日出願の米国特許出願番号 0 - / - - , - - - [整理番号 END - 4 4 2]

1 9 9 7 年 6 月 3 0 日出願の米国特許出願番号 0 - / - - , - - - [整理番号 END - 4 4 3]

1 9 9 7 年 6 月 3 0 日出願の米国特許出願番号 0 - / - - , - - - [整理番号 END - 4 4 4]

上記出願は本明細書において参照により組み込まれる。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】本発明は一般に改良型電気外科手術用器具およびその使用方法に関し、特に、特定の電気外科手術用トロカールから効率よく電気外科手術用エネルギーを受け取るように構成された誘導結合型コードレス電気外科手術用器具に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】外科手術用トロカールは、内視鏡方式外科手術手順が発展し受容されてきた際の大黒柱になっている。内視鏡方式外科手術では、比較的小径の多数の開口を介した外科手術を行っている。これらの開口は、代表的な場合はトロカール栓塞子とトロカールカニューレとを有するトロカールによって作られる。トロカール栓塞子は穿孔用具であり、人体の壁に穿孔して開口を作る。ひとたび穿孔が作られると、栓塞子はカニューレから引き抜かれる。その後、カニューレは、外科手術部位に外科手術用計器を追加するためのアクセスを提供するため、人体壁の中に、人体壁を介して小径の通路を提供する。代表的なトロカールの機能、構造及び作動は、参照によって本明細書に含まれる米国特許第5,387,197号に詳細に記載されている。

【0003】かかる追加の外科手術用器具には、例えば、高周波電気外科手術用エネルギーを利用する双極または単極の電気外科手術用器具を含めることができる。公知の電気外科手術用器具には、例えば、双極鉗子、双極はさみ、単極フック単極はさみ及び、双極エンドカッタが含まれている。これらの器具は、それぞれ、電気外科手術用エンドエフェクタ（端部効果器）と当接させた組織への電気外科手術（例：高周波すなわちRF）エネルギーの付与を介して組織を処理するようになっている電気外科手術用エンドエフェクタを有している。公知の電気外科手術用器具の大部分は電気コードによって電気外科手術用発電機に接続されている。代表的な機械式カッタ／ステープラの構造と作動は、参照によって、本明細書に含まれる米国特許第5,597,107号に詳細に記載されている。また、代表的な双極カッタ／ステープラ（『双極エンドカッタ』）の構造と作動は、参照によって本明細書に含まれる米国特許第5,403,312号に詳細に記載されている。

【0004】コロラド州BoulderのValleylabから入手することができるForce II発電機のような電気外科手術用発電機は、電気コードを介して電気外科手術用器具に電気エネルギーを供給する。電気コードは電気外科手術用器具に直接取り付けられており、電気外科手術用器具の使用を不便にする。外にも、電気コードは、一つの電気外科手術用器具のプラグを発電機から抜き、もう一つの電気外科手術用器具のプラグを差し込むのであるから、手術に望ましくない遅延の原因になることがある。したがって、電気外科手術エネルギーを器具に誘導的に結合するコードレス電気外科手術用器具の如きコードレス電気外科手術用器具を設計することが望ましい。ただし、かかるコードレス電気外科手術用器具は、他の装置を介して電気外科手術発電機に接続しなければならない。したがって、特定設計のコードレス電気外科手術用器具に電気外科手術用エネルギーを誘導的に連結するのに適したトロカールまたはトロカールアダプタを設計することが望ましい。さらに、電

気外科手術用トロカールまたはトロカールアダプタに電気外科手術用エネルギーを供給する場合に、電気外科手術用トロカールからコードレス電気外科手術用器具に電気外科手術用エネルギーを誘導的に連結するコードレスの電気外科手術用器具および電気外科手術用トロカールまたはトロカールアダプタを設計することが有利である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記のような従来技術の問題を解決するためになされたものであり、特定のトロカールまたはトロカールアダプタから効率よく電気外科手術用エネルギーを受け取るように構成されたコードレス誘導結合型電気外科手術用器具を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】かかる課題を解決するために、本発明の実施の一形態においては、電気外科手術用器具は、ハンドルと細長いチューブと電気外科手術用エンドエフェクタを備えている。このハンドルはトリガのようなアクチュエータを備えており、該アクチュエータは細長いチューブを貫通してエンドエフェクタに作用的に接続している。この細長いチューブは、例えば封止チューブであってハンドルアクチュエータが移動するとエンドエフェクタを閉じるようになっている。また、この封止チューブはハンドルアクチュエータをエンドエフェクタに接続する機構を備えていて、該機構がハンドルアクチュエータの移動時にエンドエフェクタを閉じるように作用してもよい。また、電気外科手術用エンドエフェクタは組織を効果的に治療するために生体組織に電気外科手術用エネルギーを供給するように構成されている。さらに、細長い封止チューブはエンドエフェクタに電気外科手術用エネルギーを連結するように構成された1個以上のインダクタコイルを備えている。この1個以上のインダクタコイルは、例えば1個以上の導体を介して、エンドエフェクタに電氣的に接続している。

【0007】また、本発明の他の実施形態においては、上記細長い封止チューブが導電性であって、上記インダクタコイルの1端部を上記エンドエフェクタにおける電極の1個に電氣的に接続する。このインダクタコイルの対向端部はエンドエフェクタにおける対向電極に接続して、該エンドエフェクタが導電性材料（例えば、生体組織）を把持するように用いられると、当該器具における電氣的回路が完成して電流がインダクタコイルおよび生体組織に流れるようになる。また、本発明のさらに別の実施形態においては、上記封止チューブが電氣的に絶縁性の材料により被覆されている。

【0008】さらに別の実施形態においては、本発明による電気外科手術用器具は電気外科手術用アダプタを備えるトロカール内に嵌装するように構成されている。この電気外科手術用アダプタは細長いアパーチャと、少な

くとも第 1 の導体と、外側ハウジングおよび該第 1 の導体に接続する電気コードを有しており、1 個以上のインダクタコイルが該細長いアパーチャの周りに配置されて該アパーチャに沿って軸方向に延在している。

【0009】本発明のさらに別の実施形態においては、誘導結合型電気外科手術用器具の封止チューブが少なくとも部分的に強磁性体材料で構成されており、該材料としては例えば鉄が挙げられる。また、このアダプタ壁は高い透磁率すなわち 100 より大きい透磁率を有する材料から構成される。

【0010】本発明の新規の特徴は添付特許請求の範囲で特に規定される。しかし、本発明の更なる目的及び利点とともに構成及び動作方法について、本発明は添付図面に基づき下記の説明により理解されよう。

【0011】

【発明の実施の形態】図 1 は、本発明に従った誘導型電気外科手術用トロカール 11 の斜視図である。また、図 2 は誘導型電気外科手術用器具 16 の封止チューブ 50 の一部を含む誘導型電気外科手術用トロカール 11 の斜視図である。この誘導型電気外科手術用トロカール 11 はトロカールカニューレ 8 と誘導型電気外科手術用アダプタ 14 を備えており、さらに該誘導型電気外科手術用トロカール 11 にはトロカールカニューレ 8 と電気外科手術用アダプタ 14 が含まれている。誘導型電気外科手術用トロカール 11 には、また、参照によって、すでに本明細書に組み込まれている米国特許第 5,387,197 号において示されたもののような栓塞子アセンブリ（図示しない）を含みうる。

【0012】トロカールカニューレ 8 には、カニューレ・ハウジング 12、および、カニューレ・ハウジング 12 から延在するカニューレ・チューブ 10 が含まれている。誘導型電気外科手術用アダプタ 14 には、アダプタ・ハウジング 15、係止コネクタ 17、中央アパーチャ 19、ひずみ除去部材 23 および電気コード 18 が含まれている。図 1 に示された本発明の実施例において、誘導型電気外科手術用アダプタ 14 は係止コネクタ 17 によってトロカールカニューレ 8 に接続されている。係止コネクタ 17 には、係止クリート 20 とリリース・ボタン 22 が含まれる。誘導型電気外科手術用アダプタ 14 をトロカールカニューレ 8 に直接統合することによって係止コネクタ 17 の必要性を除くことができることは明白であろう。

【0013】図 3 は、誘導型電気外科手術用トロカール 11 の基端部における図 1 の 2-2 線に沿う平面断面図である。また、図 4 は誘導型電気外科手術用トロカール 11 の基端部と誘導型電気外科手術用器具 16 の封止チューブ 50 の一部の図 2 における 2A-2A 線に沿う平面断面図である。図 3 および図 4 において、カニューレ・ハウジング 12 にはフラップ弁 34 とリング・ガスケット 33 が含まれる。誘導型電気外科手術用アダプタ 14

には、中心アパーチャ 19、前面フランジ 25 とベース・フランジ 24 が含まれている。中心アパーチャ 19 は、内視鏡方式電気外科手術用器具のような作動器具を受け入れるための細長いアパーチャである。誘導型電気外科手術用アダプタ 14 は、さらに、インダクタをそなえており、該インダクタは図 3 ないし図 5 に示された実施例においては、インダクタコイル 91、基端部インダクタリード 93 および先端インダクタリード 94 から構成されている。この中央アパーチャ 19 の壁の少なくとも一部は例えばインダクタコイル 91 を中央アパーチャ 19 から絶縁するための絶縁材料から形成できる内壁 92 によって形成できる。また、本発明のさらに別の実施形態においては、内壁 92 は例えば鉄のような強磁性体材料から形成することができる。内壁 92 はフロント・フランジ 25 およびベース・フランジ 24 により位置決めされて保持される。

【0014】また、例えば O-リングのような圧縮部材（図示せず）は内壁部 92 の周りに置かれて中央アパーチャ 19 の中心に向けて該内壁部 92 を付勢している。図 2、図 3 および図 4 に示すように、電気コード 18 がひずみ除去部材 23 を貫通しており、機械的かつ電氣的に上部導体 36 および下部導体 38 に接続している。さらに、上部導体 36 は基端部インダクタリード 93 に基端部コネクタ 95 を介して電氣的に接続している。さらに、基端部インダクタリード 93 はインダクタコイル 91 の基端部に電氣的に連結している。また、下部導体 38 は先端部インダクタリード 94 に先端部コネクタ 96 を介して接続している。さらに、先端部インダクタリード 94 はインダクタコイル 91 の先端部に電氣的に接続している。図 4 に示す誘導型電気外科手術用器具 16 は封止チューブ 50、器具インダクタ・コイル 46、チャンネル・リテーナ 86、およびカートリッジ・チャンネル 88 を備えている。さらに、カニューレ・ハウジング 12 におけるラッチ・デント 4 は係止コネクタ 17 の係止クリート 20 を収容するように構成されている。

【0015】図 5 は、誘導型電気外科手術用アダプタ 14 の平衡面における斜視図である。また、図 6 は誘導型電気外科手術用アダプタ 14 と誘導型電気外科手術用器具 16 の封止チューブ 50 の一部の平衡面における斜視図である。図 3 ないし図 5 および図 4 ないし図 6 の特に図 5 および図 6 において、誘導型電気外科手術用アダプタ 14 はアダプタハウジング 15、係止クリート 20、中央アパーチャ 19、インダクタコイル 91、係止コネクタ 17、内壁部 92、アパーチャ内面 21、ベース・フランジ 24、フロント・フランジ 25 およびリリース・ボタン 22 を備えている。電気外科手術エネルギーは双極性電気外科手術用プラグ 64 に接続される電気コード 18 により誘導型電気外科手術用アダプタ 14 に供給される。従って、電気外科手術用エネルギーは双極性電気外科手術用プラグ 64 から電気コード 18 を介してイ

ンダクタコイル91に連結する。中央アパーチャ19はアパーチャ内面21により決定される。図3、図4、図5および図6において見えるアパーチャ内面21の部分は、少なくとも部分的に、内壁部92の内面により形成されている。ひずみ除去部材23は電気コード18がアダプタ・ハウジング15を通過する場合にこれを保護する。

【0016】図7は例えば双極型カッタ／ステープラである誘導型コードレス電気外科手術用器具16の斜視図である。図7において、誘導型電気外科手術用器具16はハンドル72、封止チューブ50およびエンドエフェクタ57を備えており、該エンドエフェクタ57は図7に示す本発明の実施形態においては双極型カッタ／ステープラである。なお、このような双極型エンドエフェクタとしては米国特許第5,540,684号に開示されるような双極鉗子、米国特許第5,445,638号に開示される組織切断用鉗子の如き双極切断凝固器具、米国特許第5,352,222号に開示されるシエアのような双極はさみ、または米国特許第5,342,357号に開示されるプローブのような双極プローブが含まれる。なお、当該米国特許第5,540,684号、第5,445,638号、第5,352,222号および第5,342,357号は、参照により、本明細書に組み込まれている。

【0017】また、封止チューブ50は細長い形状をしていて、エンドエフェクタ57のトロカールカニューレ内への挿入が容易であり、内視鏡方式または腹腔鏡方式外科手術処置における誘導型電気外科手術用器具16の使用を簡単にしている。この封止チューブ50は例えば細長い方形形状または三角形形状のような任意の適当な形状であってよい。ハンドル72は誘導型電気外科手術用器具16の基端部に位置して、把持トリガ74、点火トリガ76およびリリース・トリガ78を備えている。さらに、封止チューブ50はハンドル72をエンドエフェクタ57に接続し、回転ノブ70を備えている。このエンドエフェクタ57は封止チューブ50の先端部に位置して、アンビル58、カートリッジ・チャンネル88およびステープル・カートリッジ68を有している。

【0018】誘導型電気外科手術用器具16は米国特許第5,403,312号に図示され記載される双極型内視鏡用電気焼灼器の線形カッタ／ステープリング器具の構造および動作に類似している。なお、当該米国特許は本明細書において参照により組み込まれる。ただし、誘導型電気外科手術用器具16はコードレスであるため、電気外科手術用エネルギーは該電気外科手術用器具16に誘導的に連結する。すなわち、この誘導型電気外科手術用器具16においては、電気外科手術用エネルギーが例えば封止チューブ50内に位置する1個以上のインダクタコイルを介してエンドエフェクタ57に供給される。

【0019】図8は電気外科手術用器具16のように本発明に従う電気外科手術用器具の先端部の分解斜視図である。図8において、外側チューブ51は封止チューブ50の周りに配置される。図8に示す器具においては、封止チューブ50は導電性であり、外側チューブ51は電気的に絶縁性の材料で構成されている。また、封止チューブ50の封止チューブコネクタ44は器具基端部インダクタリード42に電気的に接続されており、該インダクタリードは器具インダクタコイル46の基端部に電気的に接続している。また、器具インダクタ46の先端部は器具先端部コネクタ45を介して導体48に電気的に接続している。さらに、図8に示す実施形態においては、導体48が器具コイル46を電極アセンブリ52に電気的に連結しており、該電極アセンブリ52はアンビル58上に配置されている。また、導電性の封止チューブ50は器具コイル46の基端部をカートリッジ・チャンネル88に電気的に連結しており、図7および図8に示す本発明の実施形態においては、該チャンネル88は導電性であって、帰還電極として作用する。

【0020】また、別の電気外科手術用器具においては、器具基端部インダクタリード42は絶縁ワイヤを介してエンドエフェクタ57の第2の電極に接続することが可能であり、該ワイヤは封止チューブ50を貫通している。このような器具においては、封止チューブ50は絶縁性材料で構成できる。さらに、上記電極アセンブリ52はアンビル58の中に配置されている。この電極アセンブリ52はアンビル58および封止チューブ50から電気的に絶縁されていて、該電極アセンブリ52がアンビル58または封止チューブ50に対して短絡するのを防いでいる。導体48、器具インダクタコイル46、器具基端部インダクタリード42、器具先端部インダクタリード43および器具先端部コネクタ45もまた絶縁されていて、これらが封止チューブ50または該封止チューブ50におけるいずれの機構に対しても短絡しないようにできる。

【0021】図9は図7に示す電気外科手術用器具16のハンドルの破断図である。図9において、ハンドル72はグリップ62、把持トリガ74および点火トリガ76を備えている。この場合、把持トリガ74を回動することによって、ヨーク63および封止チューブ50を先端側に移動してアンビル58をステープル・カートリッジ68に対して閉じる。このステープル・カートリッジ68はカートリッジ・チャンネル88内に置かれている。さらに、把持トリガ74を回動することによって、点火ロッド84が解除されて点火トリガ76が駆動部材67と係合するように移動する。さらに、点火トリガ76をグリップ62の側に回動することによって、駆動部材67の先端が移動してマルチブライア66が反時計方向に回転する。このマルチブライア66が反時計方向に回転すると、点火ロッド84の先端が移動して、図示の

本発明の実施形態においては、ステーブル・カートリッジ 68 内のステーブルが点火する。

【0022】図 10 (A) は誘導型コードレス電気外科手術用器具 16 のエンドエフェクタ 57 の破断図である。図 10 (B) は誘導型コードレス電気外科手術用器具 16 の封止チューブ 50 の中央部分の破断図である。さらに、図 10 (C) は誘導型コードレス電気外科手術用器具 16 の封止チューブ 50 の基端部分の破断図である。これらの図 10 (A)、図 10 (B) および図 10 (C) において示される電気外科手術用器具 16 の実施形態において、アンビル 58 のアンビル・ベース 73 は電極アセンブリ 52 を支持して、アンビル・ガイド 65 とステーブル形成スロット (図示せず) を備えている。電極アセンブリ 52 は導体 48 とアンビル電極 55 に電氣的に連結している。アンビル・ベース 73 はアンビル絶縁材 59 により電極アセンブリ 52 から絶縁している。導体 48 は器具先端コネクタ 45 と器具先端インダクタリッド 43 により器具インダクタコイル 46 に電氣的に接続している。この器具インダクタコイル 46 は封止チューブ 50 の中央部に位置している。

【0023】エンドエフェクタ 57 のカートリッジ・チャンネル 88 はステーブル・カートリッジ 68、ウェッジ・ガイド 80 およびウェッジ・ブロック・アセンブリ 82 を支持している。このカートリッジ・チャンネル 88 は、図 10 (A) の実施形態において導電性材料から構成されており、導電性の封止チューブ 50 の中に延在して該チューブに電氣的に連結している。すなわち、封止チューブ 50 は封止チューブコネクタ 44 と器具基端部インダクタリッド 42 により器具インダクタコイル 46 の基端部に電氣的に連結している。従って、カートリッジ・チャンネル 88 は、エンドエフェクタ 57 が組織や他の導電性材料をつかむのに使用されて該導電性材料がチャンネル 88 とアンビル電極 55 の両方に接触している時に、エンドエフェクタ 57 のアンビル電極 55 に連結する電気エネルギーの帰還路を提供する。このカートリッジ・チャンネル 88 に連結した電気外科手術エネルギーは器具インダクタコイル 46 を介して電気外科手術用トロカール 11 に帰還連結する。

【0024】なお、封止チューブ 50 は、例えば電氣的に絶縁性の材料 (図示せず) のスリーブにより該封止チューブ 50 を被覆することにより、周囲の構造体または組織から電氣的に絶縁することができる。封止チューブ 50 はまたアンビル 58 の基端部、カートリッジ・チャンネル 88 の基端部、点火ロッド 84、ナイフ 90 の基端部、チャンネル・リテーナ 86 およびウェッジ・ブロックアセンブリ 82 とウェッジ・ガイド 80 の少なくとも一部を支持して封止している。この封止チューブ 50 は、例えば、鉄のような強磁性体材料から構成されて、上記誘導型電気外科手術用トロカール 11 におけるインダクタコイル 91 と誘導型電気外科手術用器具 16 に

ける器具インダクタコイル 46 との間の磁氣的結合を容易にする。アンビル 58 は、例えば、1 本以上のピボットピン 60 の周りを回転することによって開閉する。

【0025】図 7 から図 10 (C) に至る開示におけるコードレス電気外科手術用器具において、ナイフ 90 はウェッジ・アセンブリ 82 に接続しており、ウェッジ・アセンブリ 82 は点火ロッド 84 に接続しており、さらに、点火ロッド 84 は点火トリガ 76 に作用的に接続している。また、封止チューブ 50 は回転ノブ 70、把持トリガ 74 およびリリーストリガ 78 に作用的に接続している。加えて、ウェッジ・ガイド 80 はウェッジ・ブロック・アセンブリ 82 上に嵌装されて、点火ロッド 84 が該ウェッジ・ブロック・アセンブリ 82 を移動する時に、該ウェッジ・ブロック・アセンブリ 82 を案内する。この誘導型電気外科手術用器具 16 の構造と作働の機械的特徴は、参照によって本明細書に組み込まれている米国特許第 5,597,107 号に開示される機械的カッティング/ステープリング器具を参照すればさらに良く理解することができる。

【0026】図 11 は誘導型電気外科手術用トロカール 11 の電気外科手術用アダプタ 14 と誘導型電気外科手術用器具 16 との間の誘導結合を概略的に図示している。図 11 において電気外科手術用発電機 5 の第 1 の出力端子 6 は電気コード 18、上部導体 36、基端部コネクタ 95 および基端部インダクタリッド 93 を介してインダクタコイル 91 の第 1 の端部に電氣的に接続している。上部導体 36 は電気コード 18 に電氣的に接続している。また、電気外科手術用発電機 5 の第 2 の出力端子 7 は電気コード 18、下部導体 38、先端部コネクタ 96 および先端部インダクタリッド 94 を介してインダクタコイル 91 の第 2 の端部に電氣的に接続している。下部導体 38 は電気コード 18 に電氣的に接続している。

【0027】この場合、エンドエフェクタ 57 はカートリッジ・チャンネル 88 にも接触している生体組織のような導電性の材料によって封じ込まれると、器具インダクタコイル 46 の器具基端部インダクタリッド 42 から器具インダクタコイル 46 の器具先端部インダクタリッド 43 に至る電氣的回路が、封止チューブコネクタ 44、封止チューブ 50、カートリッジ・チャンネル 88、把持されている導電性材料、電極アセンブリ 52 のアンビル電極 55、導体 48、器具先端コネクタ 45 および器具先端インダクタリッド 43 を介して完成する。従って、エンドエフェクタ 57 が導電性材料により封じられ、電気外科手術用発電機 5 がオンの状態において、適当な出力周波数および電力における電流のような電気外科手術用エネルギーが電気外科手術用発電機 5 からインダクタコイル 91 (該コイルは器具インダクタコイル 46 に電磁気誘導的に連結している) および器具インダクタコイル 46 を介してエンドエフェクタ 57 に至り、さらに、器具インダクタコイル 46 およびインダクタコ

イル 91 を介して電気外科手術用発電機 5 に帰還する。

【0028】図 11 はインダクタコイル 46 が、電気外科手術用器具 16 の中央アパーチャ 19 における移動によってインダクタコイル 91 と器具インダクタコイル 46 との間の電磁誘導的な連結における損失が生じないように、細長い形状に構成されている。従って、該誘導型電気外科手術用器具 16 が患者の治療を容易にするために誘導型電気外科手術用トロカール 11 内を移動する場合でも、インダクタコイル 91 と器具インダクタコイル 46 との間の誘導結合が維持される。なお、特定の場
10 合において、該誘導型電気外科手術用トロカール 11 または誘導型電気外科手術用器具 16 のいずれかにおいて 1 個以上の整合用キャパシタ（図示せず）を備えて、エンドエフェクタ 57 に把持される組織に連結する電力を増大するために当該誘導型電気外科手術用器具 16 を誘導型電気外科手術用トロカール 11 に電気的に整合することが望ましい。特に、そのような整合用キャパシタ（図示せず）を使用する場合は、トロカール、器具および組織によって表現できる負荷が関与の周波数（例えば、組織に伝達される電気外科手術用エネルギーの周波数）に
20 いて実質的抵抗に相当するように選択される。

【0029】作動に際して、例えば、人体の腹壁のような人体空洞の壁を通過するために、トロカールカニューレ 8 は、在来型のトロカールオービタ（図示しない）とともに使用される。人体の壁を通過した後、栓塞子アセンブリはトロカールカニューレ 8 から引き抜かれ、カニューレ 8 は、例えば、人間の内部器官へのアクセスを提供するための様々な内視鏡器具の通路のための入口として使用される。使用されるべき内視鏡器具が電気外科手術用器具 16 のようなコードレス誘導型電気外科手術用器具である場合、誘導型電気外科手術用アダプタ 14 を
30 トロカールカニューレ 8 のカニューレハウジング 12 に、例えば係止コネクタ 17 を用いて取り付けることができる。

【0030】ひとたび、誘導型電気外科手術用アダプタ 14 がトロカールカニューレ 8 に取り付けられ、電気コード 18 が適当な（図 9 の発電機 5 のような）電気外科手術用発電機に取り付けられると、電気外科手術用器具 16 のようなコードレス誘導型電気外科手術用器具に電気外科手術エネルギーを提供するために誘導型電気外科手術用トロカール 11 を使用することができる。電気外科手術用器具 16 のようなコードレス誘導型電気外科手術用器具が、例えば、誘導型電気外科手術用トロカール 11 を介して人体空洞内に挿入されると、エンドエフェクタ 57 はカニューレ 8 を貫通して人体空洞の中に入るが、封止チューブ 50 の大部分はトロカール 11 の中に留まる。ハンドル 72 は誘導型電気外科手術用トロカール 11 の外側にあり、外科医はエンドエフェクタ 57 の位置を制御するためにハンドル 72 を操作できる。

【0031】図 7 ないし図 10 (C) の電気外科手術用

器具 16 のような本発明によるコードレス誘導型双極電気外科手術用器具は、図 1 に示す電気外科手術用トロカールのような適当な誘導型電気外科手術用トロカールに該コードレス器具を挿入することによって使用される。

図 1 に示す誘導型電気外科手術用トロカールにおいては、電気外科手術エネルギーが、例えば、誘導型電気外科手術用トロカール 11 のインダクタコイル 91 と誘導型電気外科手術用器具 16 の器具インダクタコイル 46 との間の電磁誘導結合によって器具 16 に供給される。この場合、中央アパーチャ 19 の直径は封止チューブ 50 の外径に概ね相当しているので、該封止チューブ 50 は中央アパーチャ 19 およびカニューレチューブ 10 の内部を摺動する。従って、効率的な電磁誘導結合状態が、器具インダクタコイル 46 の少なくとも一部分がインダクタコイル 91 に対向する中央アパーチャ 19 の中に位置するかぎりにおいて、維持できる。

【0032】少なくとも封止チューブ 50 と内壁部 92 の一方は好ましくは強磁性体材料あるいは高い相対透磁率を有する適当な材料で形成されていて、誘導コイル 91 と器具インダクタコイル 46 との間の電磁誘導結合を容易化しかつ向上する。上述したように、圧縮部材（図示せず）は、内壁部 92 と封止チューブ 50 がインダクタコイル 91 と器具インダクタコイル 46 との間の空間を最小にして誘導的連結状態を向上するような良好な物理的接触の維持を確実にすることの補助のために使用できる。この電磁誘導結合はまた誘導型電気外科手術用トロカール 11 または誘導型電気外科手術用器具 16 において多重インダクタまたは多重コイル層を用いることによって向上できる。したがって、器具インダクタコイル 46 がインダクタコイル 91 に対向している状態において、電気外科手術用エネルギーは電気コード 18 および誘導型電気外科手術用トロカール 11 を介して誘導型電気外科手術用器具 16 に供給することができる。

【0033】すなわち、図示の本発明の実施形態において、電気コード 18 により誘導型電気外科手術用トロカール 11 に供給される電気外科手術用エネルギーは、インダクタコイル 91 と器具インダクタコイル 46 との間の電磁誘導結合によって、導体 36 および導体 38 からインダクタリード 93 およびインダクタリード 94 を介して誘導型電気外科手術用器具 16 内に供給される。つまり、コイル 91 とコイル 46 との間の電磁誘導結合により誘導型電気外科手術用器具 16 に供給される電気外科手術用エネルギーは、器具先端部インダクタリード 43、器具先端部コネクタ 45、導体 48、電極アセンブリ 52、カートリッジ・チャンネル 88、封止チューブ 50、封止チューブコネクタ 44 および器具基端部インダクタリード 42 により形成される回路を介してエンドエフェクタ 57 に供給できる。この回路はエンドエフェクタ 57 により生体組織または他の導体材料が把持された時に完成して、電極アセンブリ 52 からカートリッジ

・チャンネル 8 8 に至る電気経路が構成できる。
 【0034】さらに、上記の誘導型電気外科手術用器具 1 6 の実施形態においては、カートリッジ・チャンネル 8 8 およびアンビル電極 5 5 は導電性である。従って、電極アセンブリ 5 2 が一次的電極として作用する場合は、カートリッジ・チャンネル 8 8 が二次または帰還電極として作用する。従って、導電性の組織がエンドエフェクタ 5 7 により把持され、電気外科手術用発電機がインダクタコイル 9 1 に接続して、電気外科手術用器具 1 6 が上述のように誘導型電気外科手術用トロカール 1 1 内にあるときには、電気外科手術用エネルギーは当該把持された組織を流れて凝結させるか、あるいは該把持された組織を治療する。なお、誘導型電気外科手術用器具 1 6 におけるトロカール 1 1 またはエンドエフェクタ 5 7 に供給する電気外科手術エネルギーの流量を制御するために 1 個以上のスイッチ（図示せず）を使用しても良い。

【0035】本明細書においては本発明の好適実施例を示し説明したが、かかる実施例は例としてのみ提供されたものであることは当業者には明白であろう。当業者は、本発明から逸脱することなく、多数の変形、変更と代替を行うことができるであろう。したがって、本発明は添付特許請求の精神と範囲によってのみ限定される。

【0036】なお、本発明の好ましい実施態様は以下の通りである。

(1) 前記インダクタが第 1 および第 2 の電気リードを有する誘導性コイルを備えており、当該第 1 および第 2 の電気リードの少なくとも一方が前記エンドエフェクタに電気的に連結している請求項 1 に記載の電気外科手術用器具。

(2) 前記細長いチューブが強磁性体材料から成る請求項 1 に記載の電気外科手術用器具。

(3) 前記細長いチューブが高い相対透磁率を有する材料から成る請求項 1 に記載の電気外科手術用器具。

(4) 前記細長いチューブが強磁性体材料から成る請求項 2 に記載の内視鏡用電気外科手術用器具。

(5) 前記細長いチューブが高い相対透磁率を有する材料から成る請求項 2 に記載の内視鏡用電気外科手術用器具。

【0037】(6) 前記細長いチューブが強磁性体材料から成る請求項 3 に記載の内視鏡用電気外科手術用器具。

(7) 前記細長いチューブが高い相対透磁率を有する材料から成る請求項 3 に記載の内視鏡用電気外科手術用器具。

(8) 前記細長いチューブが強磁性体材料から成る請求項 4 に記載の誘導型電気外科手術用器具。

(9) 前記細長いチューブが高い相対透磁率を有する材料から成る請求項 4 に記載の誘導型電気外科手術用器具。

(10) 前記細長いチューブが強磁性体材料から成る請求項 5 に記載の内視鏡用誘導型電気外科手術用器具。

【0038】(11) 前記細長いチューブが高い相対透磁率を有する材料から成る請求項 5 に記載の内視鏡用誘導型電気外科手術用器具。

(12) 前記細長いチューブが強磁性体材料から成る請求項 6 に記載の電気外科手術用器具。

(13) 前記細長いチューブが高い相対透磁率を有する材料から成る請求項 6 に記載の電気外科手術用器具。

【0039】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、特定の電気外科手術用トロカールから効率よく電気外科手術用エネルギーを受け取るように構成された誘導結合型コードレス電気外科手術用器具が提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に従った誘導型電気外科手術用トロカールの斜視図である。

【図 2】本発明に従った誘導型電気外科手術用器具の封止チューブの一部を含む誘導型電気外科手術用トロカールの斜視図であり、該封止チューブが誘導型電気外科手術用トロカールの中央アパーチャ内に配置されて示されている。

【図 3】図 1 に示す誘導型電気外科手術用トロカールの基端部の図 1 における 2-2 線に沿った平断面図である。

【図 4】図 2 に示す誘導型電気外科手術用トロカールの基端部と封止チューブの図 2 における 2A-2A 線に沿った平断面図である。

【図 5】図 1 に示す誘導型電気外科手術用アダプタの平断面の斜視図である。

【図 6】図 2 に示す誘導型電気外科手術用アダプタと封止チューブの平断面の斜視図である。

【図 7】本発明に従ったコードレス誘導型電気外科手術用器具の斜視図である。

【図 8】本発明に従ったコードレス誘導型電気外科手術用器具の分解斜視図である。

【図 9】図 7 に示す電気外科手術用器具のハンドル部の破断図である。

【図 10】(A) は図 7 に示す誘導型電気外科手術用器具のエンドエフェクタの破断図であり、(B) は図 7 に示す誘導型電気外科手術用器具の封止チューブの中央部分の破断図であり、(C) は図 7 に示す誘導型電気外科手術用器具の封止チューブの基端部の破断図である。

【図 11】本発明に従った誘導型電気外科手術用トロカールまたはトロカールアダプタと誘導型電気外科手術用器具との間の誘導結合の概略図である。

【符号の説明】

8 トロカールカニューレ

10 カニューレ・チューブ

50 11 誘導型電気外科手術用トロカール

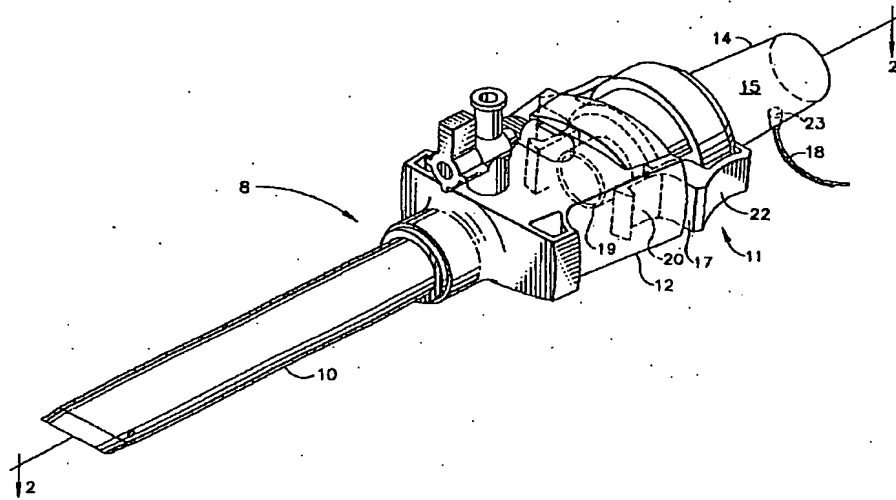
(9)

特開平 1 1 - 1 2 8 2 4 2

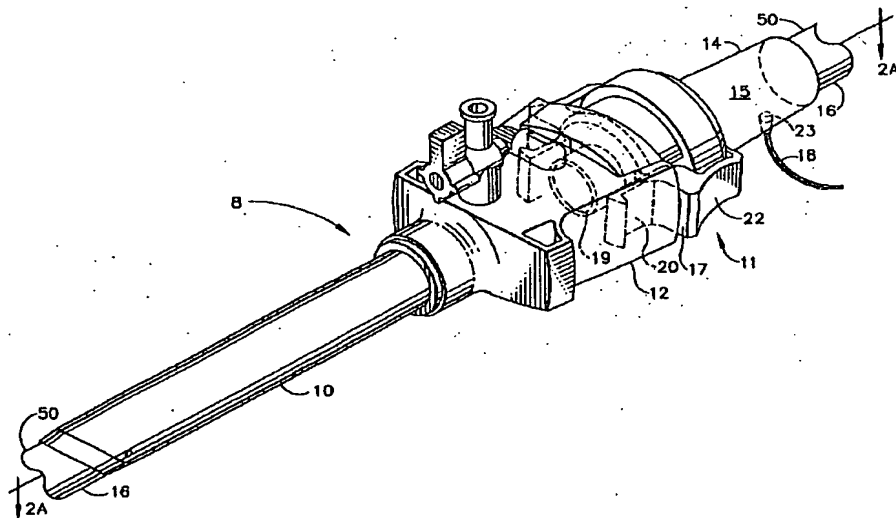
- 15
1 2 カニユーレ・ハウジング
1 4 誘導型電気外科手術用アダプタ
1 5 アダプタ・ハウジング
1 7 係止コネクタ

- 1 8 電気コード
2 0 係止クリート
2 2 リリース・ボタン

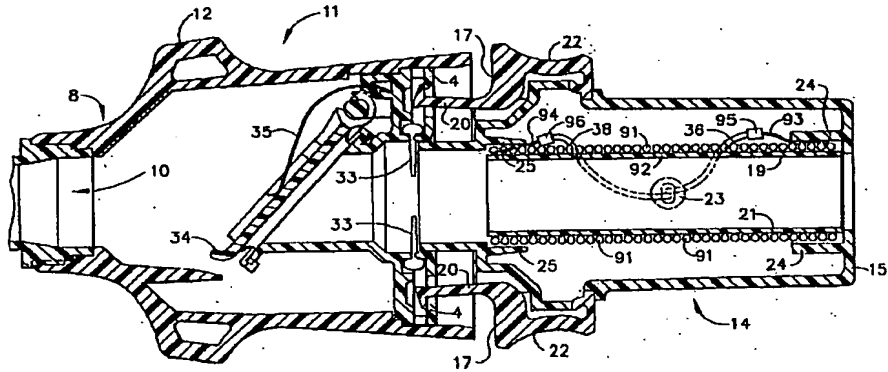
【図 1】



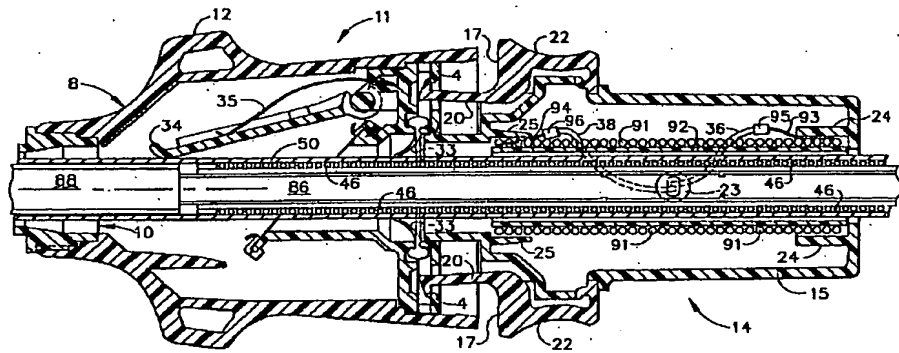
【図 2】



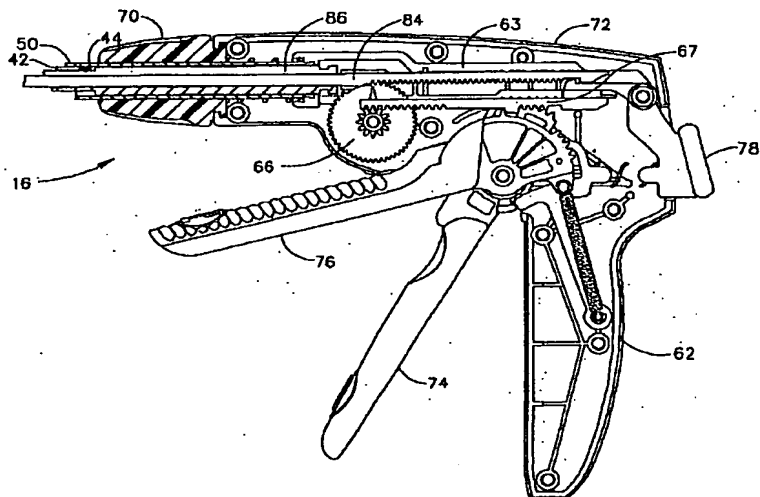
【図 3】



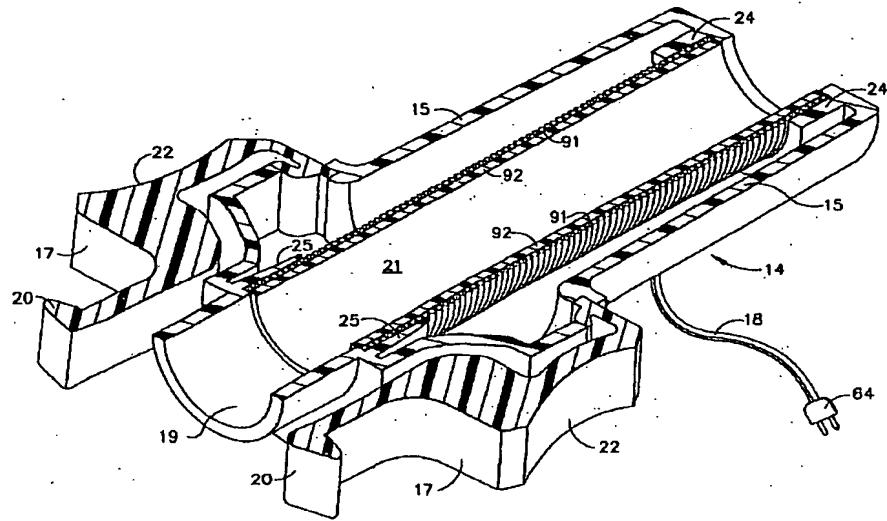
【図 4】



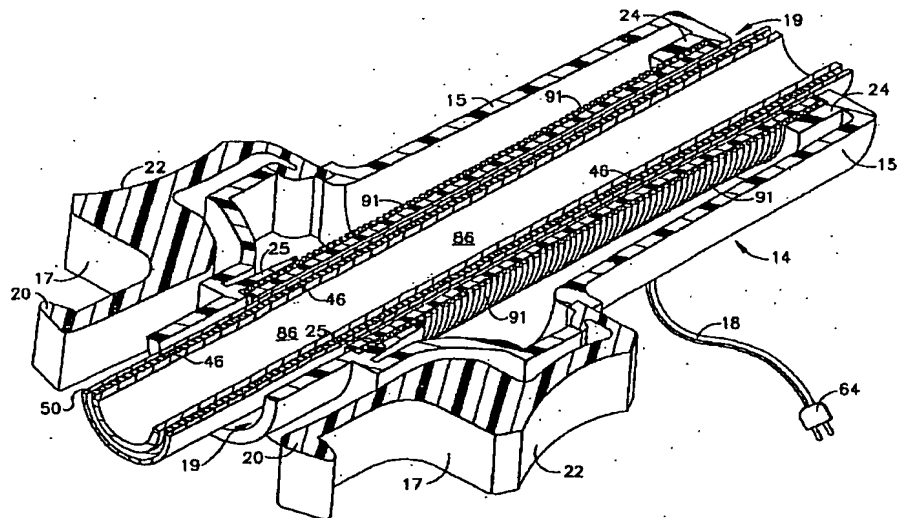
【図 9】



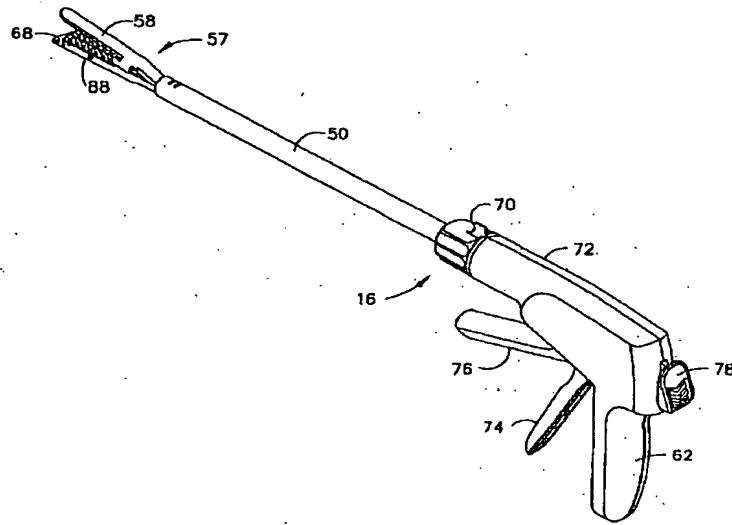
【図 5】



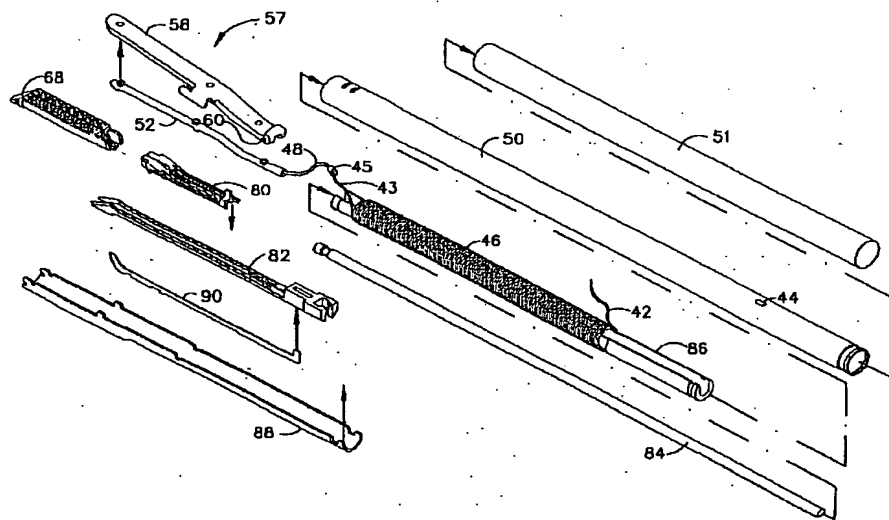
【図 6】



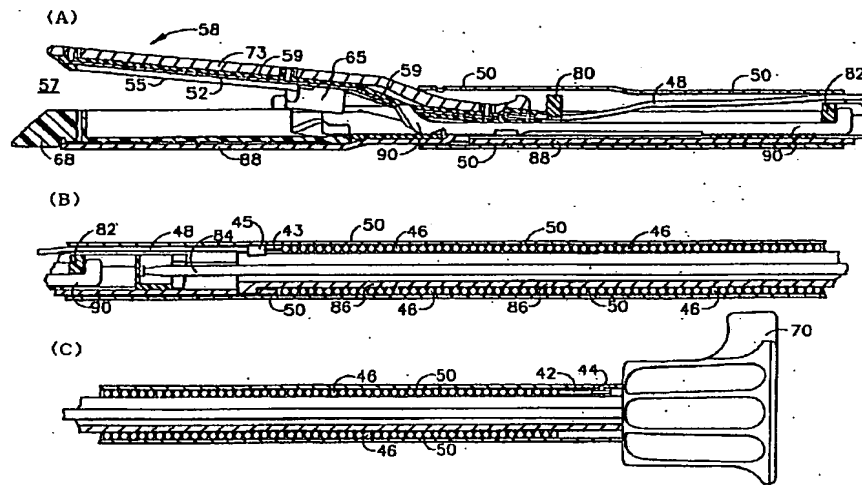
【図 7】



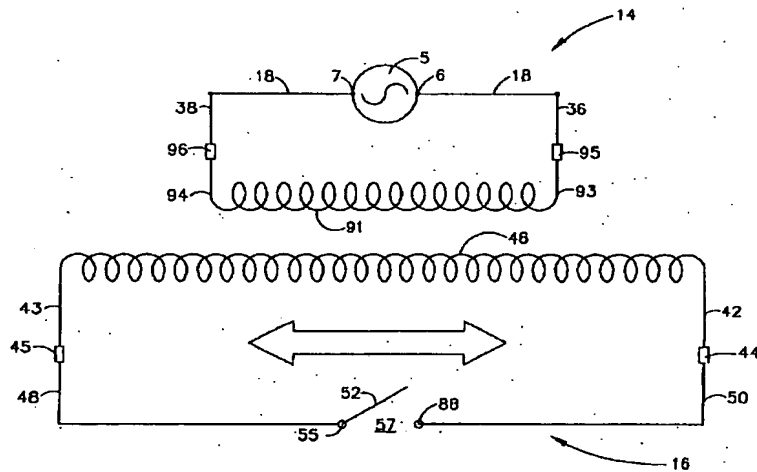
【図 8】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72) 発明者 リネッタ・ジェイ・フリーマン
アメリカ合衆国、45069 オハイオ州、ウ
ェスト・チェスター、ケネソー・ドライブ
7686

(72) 発明者 ブライアン・ディー・ノウデル
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、シ
ンシナティ、プリントン・トレイル 3315